

⑫ 公開特許公報(A) 平2-161934

⑬ Int. Cl.<sup>3</sup>  
A 61 B 8/06

識別記号 庁内整理番号  
8718-4C

⑭ 公開 平成2年(1990)6月21日

審査請求 未請求 請求項の数 2 (全8頁)

⑮ 発明の名称 超音波診断装置

⑯ 特 願 昭63-316117

⑰ 出 願 昭63(1988)12月16日

⑱ 発 明 者 島 田 義 也 千葉県柏市新十番二2番1号 株式会社日立メデイコ大阪工場内

⑲ 発 明 者 玉 野 聡 千葉県柏市新十番二2番1号 株式会社日立メデイコ大阪工場内

⑳ 出 願 人 株式会社日立メデイコ 東京都千代田区内神田1丁目1番14号

㉑ 代 理 人 弁理士 秋田 収喜

明 細 書

1. 発明の名称

超音波診断装置

2. 特許請求の範囲

(1) 被検体に超音波を送受信する探触子と、この探触子の走査による被検体内の血流情報からドプラ信号を検波するドプラ検波手段と、このドプラ検波手段からのドプラ信号をデジタル化した信号を入力し、このデジタル信号から血流速度を演算する速度演算手段と、一走査して得られた血流速度データを書き込むフレームメモリと、このフレームメモリから読み出したデータと現血流速度データから加速度を演算する加速度演算手段と、該加速度演算手段を制御する制御手段と、前記加速度演算手段の出力を表示する表示手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

(2) 被検体に超音波を送受信する探触子と、この探触子の走査による被検体内の血流情報からドプラ信号を検波するドプラ検波手段と、このドプラ検波手段からのドプラ信号をデジタル化した

信号を入力し、このデジタル信号から血流速度を演算する速度演算手段と、一走査して得られた血流速度データを一個のフレームに時系列で書き込む複数個のフレームメモリと、これらのフレームメモリから時系列で読み出したデータと現血流速度データから加速度を演算する加速度演算手段と、該加速度演算手段を制御する制御手段と、前記加速度演算手段の出力を記憶するグラフィックメモリと、このグラフィックメモリに記憶されているデータを時系で読み出して表示する表示手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、二次元カラーフローマッピング法(CFM法)により血流の速度を演算し表示する超音波診断装置に関し、特に、血流の加速度をXYの二次元表示(2D表示)又はXYT(Tは時間)の三次元表示(3D表示)することができる超音波診断装置に関するものである。ここで、二次元カラーフローマッピング法とは、パルスドプ

ラ計測は指定した特定部位の血流速を計測するものであるが、これを二次元の断面に拡大し、断面上で、血流速の大きさをカラー表示したものである。

#### 〔従来技術〕

従来の超音波診断装置は、第6図に示すように、探触子1、ドブラ検波回路2、検波したドブラ信号のアナログ・ディジタル(A/D)変換回路3と、移動目標指示装置(Moving Target Indicator: MTI)、血流速度(VELO)演算を行う速度演算回路4と面構成のフレームメモリ5と、テレビ表示変換を行う表示回路6と、モニター7とから構成されている。

この超音波診断装置によって、例えば、血管の拍動性の検査を行う場合等には、探触子1からの超音波受信信号をフリーズして、第7図(tは画像が流れていく時間、fは周波数である)に示すような一次元の静止ドブラパターンを表示し、コンピュータ等で計測マーカー点とした2点( $v_1$ ,  $v_2$ )を決め、その間の加速度を求めてその数

値を表示している。

そして、血管の拍動性が悪いと、前記加速度が低下するので、臨床的な診断ができる。

しかし、実際の診断では、リアルタイムでの血管の拍動性の加速度が必要であり、それを実現するためには、前記従来のフリーズ画像を利用する技術では不可能であった。

そこで、第8A図(血管の拍動性が良好な場合)及び第8B図(血管の拍動性が悪い場合)に示すように、CFM法による二次元の血流速度カラー表示(二次元カラーフローマップ)を用いてリアルタイムでの血管の拍動性の検査を行っている。

第8A図及び第8B図において、例えば、リニア電子走査で行う場合、矢印の方向に血液が流れているとすると、赤色表示は血管Pの中を血液Oが近ずいて来ていることを示し、青色表示は血液Oが遠のいて行く状態を示している。

#### 〔発明が解決しようとする課題〕

しかしながら、前記の従来のCFM法による血管の拍動性の検査では、二次元の血流速度カラー

表示(二次元カラーフローマップ)を視覚によって判断するので、疾患の重症度のわり出し(診断)が困難であった。

本発明は、前記問題点を解決するためになされたものである。

本発明の目的は、血流の加速度の定量性をCFM法による二次元カラーフローマップ情報又は三次元表示情報に加えることができる技術を提供することにある。

本発明の前記ならびにその他の目的と新規な特徴は、本明細書の記述及び添付図面によって明らかにするであろう。

#### 〔課題を解決するための手段〕

前記目的を達成するために、本発明は、超音波診断装置において、被検体に超音波を送受信する探触子と、この探触子の走査による被検体内の血流情報からドブラ信号を検波するドブラ検波手段と、このドブラ検波手段からのドブラ信号をディジタル化した信号を入力し、このディジタル信号から血流速度を演算する速度演算手段と、一走査

して得られた血流速度データを書き込むフレームメモリと、このフレームメモリから読み出したデータと現血流速度データから加速度を演算する加速度演算手段と、該加速度演算手段を制御する制御手段と、前記加速度演算手段の出力を表示する表示手段を備えたことを特徴とする。

また、前記速度演算手段の後段に、一走査して得られた血流速度データを一個のフレームに時系列で書き込む複数個のフレームメモリと、これらのフレームメモリから時系列で読み出したデータと現血流速度データから加速度を演算する加速度演算手段と、該加速度演算手段を制御する制御手段と、前記加速度演算手段の出力を記憶するグラフィックメモリと、このグラフィックメモリに記憶されているデータを時系列で読み出して表示する表示手段を備えたことを特徴とする。

#### 〔作用〕

前記手段によれば、血流速度データから加速度を演算する加速度演算手段を設け、その加速度演算手段で求められた血流の加速度データをCFM

法による二次元カラーフローマップ情報又は三次元表示情報に加えて表示装置に表示することにより、血流の加速度を定量的に検査できるので、疾患の重症度のわり出し（診断）を容易にすることができる。

#### 〔実施例Ⅰ〕

以下、本発明を図面を用いて具体的に説明する。

なお、全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

第1図は、本発明の超音波診断装置の実施例Ⅰの概略構成を示すブロック図である。

本実施例Ⅰの超音波診断装置は、第1図に示すように、探触子1は、機械的または電子的に走査を行って被検体に超音波を送受信するものであり、図示していないがその中には超音波の発生源であると共に反射波を受信する振動子が内蔵されている。ドブラ検波回路2は、前記探触子1の走査による被検体内の血流情報からドブラ効果を利用してドブラ信号を検波するものである。A/D変換回路3は、前記ドブラ検波回路2から出力される

ドブラ信号を入力してディジタル信号に変換するものである。

速度演算回路4は、前記A/D変換回路3から出力されるディジタル信号を入力し血流速度を演算するものである。

血流速度データは、フレームメモリ5と加速度演算回路8に入力する。フレームメモリ5から読み出された血流速度データは、加速度演算回路8に入力する。

マイクロコンピュータ(MPU)10は、加速度演算回路8等を制御するためのものであり、前フレームと現フレームの時間差Tを加速度演算回路8に出力する。加速度演算回路8で求められた加速度データは、表示回路6に入力され、適当な階調を持った色としてモニター7に表示される。

前記加速度演算回路8は、第2図（第1図の加速度演算回路8の拡大図）に示すように、ラッチ回路8Aが内蔵されている。

加速度演算回路8で行われる加速度 $A_n$ の計算式は、一つ前のフレームの血流速度データを $V_{fn}$

、現フレームの血流速度データを $V_{fn}$ 、一つ前のフレームの速度データ $V_{fn-1}$ と現フレームの血流速度データ $V_{fn}$ との時間差をTとすると、次式(1)で行うことができる。

$$A_n = \frac{V_{fn-1} - V_{fn}}{T} \dots (1)$$

第3図は、第2図の加速度演算回路8の動作を説明するためのタイムチャートであり、(イ)はフレームメモリのデータ書き込みサイクルタイムである。このサイクルタイム(イ)の一サイクル内でリード/ライトを行う。一つ前のフレームの速度データ $V_{fn-1}$ は、(ロ)に示すタイミングでリードされ、そのリードされたデータ $R_{v_0}$ 、 $R_{v_1}$ 、 $R_{v_2}$ は、加速度演算回路8に入力される前に一度ラッチ回路8Aでラッチされ、ラッチ後のデータは(ニ)の $D_{v_0}$ 、 $D_{v_1}$ 、 $D_{v_2}$ ・・・で示されている。

現フレームの速度データ $V_{fn}$ は、フレームメモリ5に(ハ)に示すタイミングで書き込まれると共に、加速度演算回路8に入力される。この入力

された現フレームの速度データ $V_{fn}$ の各データは、 $W_{v_0}$ 、 $W_{v_1}$ 、 $W_{v_2}$ ・・・で示されている。

加速度演算回路8では、入力した $D_{v_0}$ と $W_{v_0}$ との引き算とTでの割り算を行い加速度 $A_0$ を求めて出力する。同様に $D_{v_1}$ と $W_{v_1}$ の引き算とTでの割り算を行い、加速度 $A_1$ を求める。同様に $A_2$ 、 $A_3$ ・・・を求める。

このようにして求められた加速度 $A_n$ 情報を、表示回路6に入力して、CFM法による二次元カラーフローマップ情報に加え、第4A図（血管の拍動性が良好な場合）及び第4B図（血管の拍動性が悪い場合）に示すように、二次元カラーフローマップ中に加速度をグレイ色の輝き縞模様として表示される。このグレイ色の輝き縞模様の縞の指向性が高い（鋭い）程加速度が大きい。これにより、リアルタイムでの血管の拍動性の良い・悪い等の判断を行うための血流の加速度を定量的に表示することができる。

#### 〔実施例Ⅱ〕

第5図は、本発明の超音波診断装置の実施例Ⅱ

の概略構成を示すブロック図である。

本実施例Ⅱの超音波診断装置は、第5図に示すように、前記実施例Ⅰにおいて、前記フレームメモリ5を複数枚設け、リアルタイム（フリーズOFF）のときは、フレームメモリ5から出力したデータは、マルチプレクサ（MPX）12で切換選択されて加速度演算回路9に入力され、血流の選択された時相時の加速度を求め、表示するようにしたものである。

また、本実施例Ⅱの超音波診断装置の動作は、第1図の速度演算回路4までの動作と同じである。速度演算回路4からの速度データは、複数枚のフレームメモリ5と加速度演算回路9に入力される。そして、リアルタイム（フリーズOFF）のときは、複数枚のフレームメモリ5から出力したデータは、マルチプレクサ（MPX）12で切換選択されて加速度演算回路9に入力され、以下実施例Ⅰと同様に動作する。ただし、フレームメモリ5には、時間T毎に順次①→②→③→④→・・・mと書き込まれ、マルチプレクサ（MPX）12のセレ

クトSもそれに対応して出力される。フリーズ後、フレームメモリ5から①→②→③→④→・・・m→①→②→③→④→・・・m、①と繰り返して読み出され、以後の動作は、実施例Ⅰと同様に血流の加速度が求められ表示される。

マイクロコンピュータ（MPU）10は、フリーズ後、マルチプレクサ（MPX）12を通してフレームメモリ5の各面を選択し、選択した面の任意アドレスのデータを読み出すことができる。

また、マイクロコンピュータ（MPU）10は、グラフィックス表示をするために、グラフィックメモリ11にデータを書き込むことができる。グラフィックメモリに書き込まれた、例えば、8×8マトリックスの加速度データを6T時間分表示するようにして、表示回路6に出力する。表示回路6は、加速度の二次元カラーフローマップ表示と、グラフィックスで作った三次元表示を選択あるいは同時に表示できるものである。表示回路6から出力したテレビ信号はモニター7に表示される。

前記血流加速度三次元表示は、例えば、第5A

図に示すように、時間 $t_1$ 、 $t_2$ 、 $t_3$ ・・・の時系列の血流加速度二次元カラーフローマップが表示される。

なお、本発明は前記A/D変換回路3、速度演算回路4、フレームメモリ5、加速度演算回路8、9、表示回路6までの機能マイクロコンピュータに持たせることも可能である。

以上、本発明を実施例にもとづき具体的に説明したが、本発明は、前記実施例に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは言うまでもない。

#### 〔発明の効果〕

以上、説明したように、本発明によれば、血流速度データから加速度を演算する加速度演算手段を設け、その加速度演算手段で求められた血流の加速度データをCFM法による二次元カラーフローマップ情報又は三次元表示情報に加えてモニターに表示することにより、血流の加速度を定量的に検査できるので、疾患の重症度のわり出し（診断）を容易にすることができる。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は、本発明の超音波診断装置の実施例Ⅰの概略構成を示すブロック図。

第2図は、第1図の加速度演算回路の拡大図。

第3図は、第2図の加速度演算回路の動作を説明するためのタイムチャート。

第4A図は、血管の拍動性が良好な場合の二次元カラーフローマップ。

第4B図は、血管の拍動性が悪い場合の二次元カラーフローマップ。

第5図は、本発明の超音波診断装置の実施例Ⅱの概略構成を示すブロック図。

第5A図は、血流加速度三次元表示画像例を示す図。

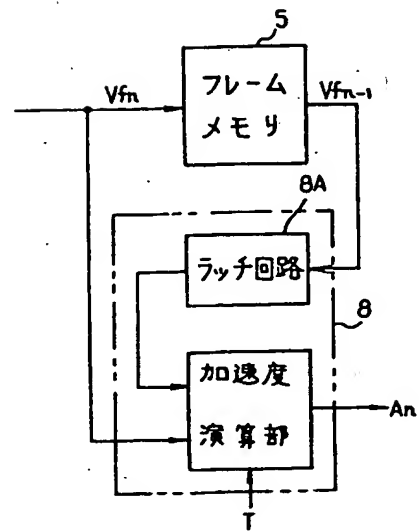
第6図、第7図、第8A図及び第8B図は、従来の超音波診断装置の問題点を説明するための図である。

図中、1…探触子、2…ドプラ検波回路、3…A/D変換回路、4…速度演算回路、5…フレームメモリ、6…表示回路、7…モニター、8、9

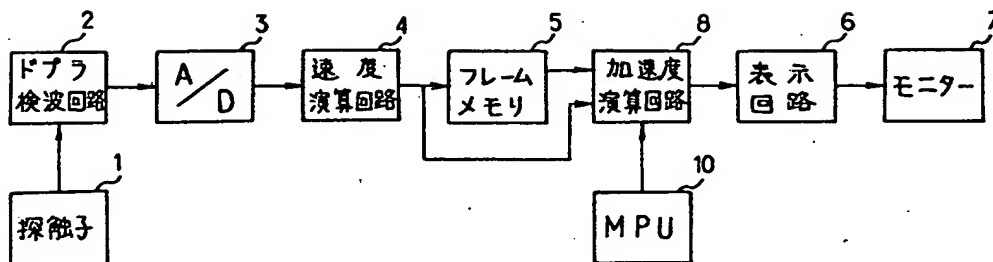
…加速度演算回路、10…マイクロコンピュータ  
(MPU)、11…グラフィックメモリ、12…マルチプレクサ(MPX)。

代理人 弁理士 秋田収喜

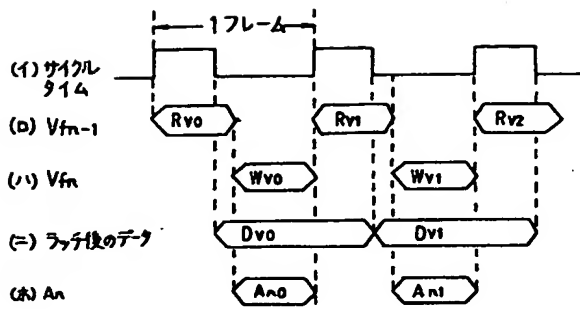
第2図



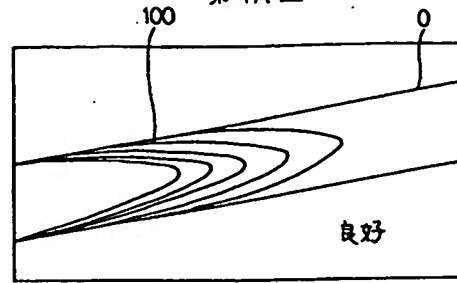
第1図



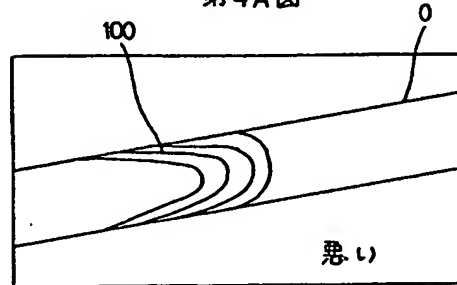
第3図



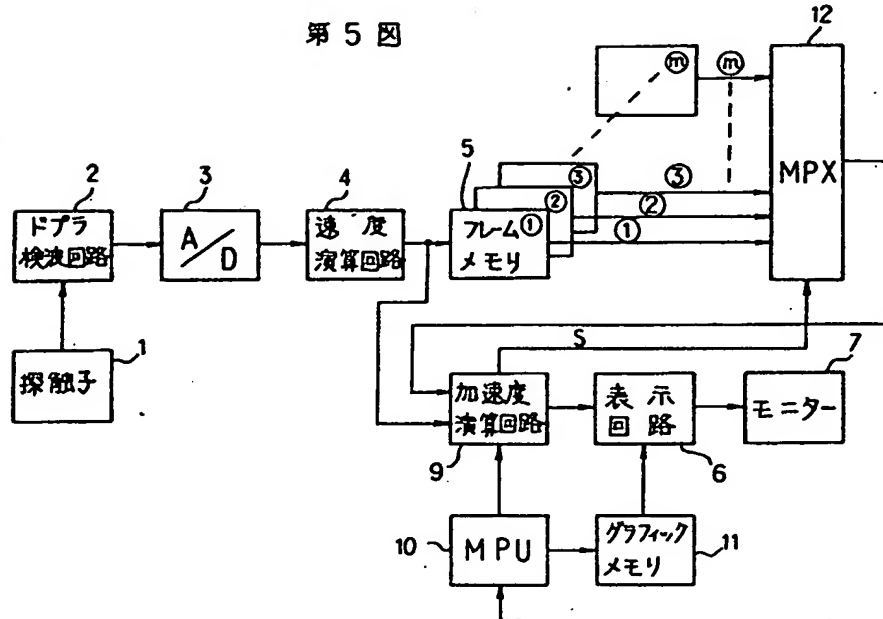
第4A図



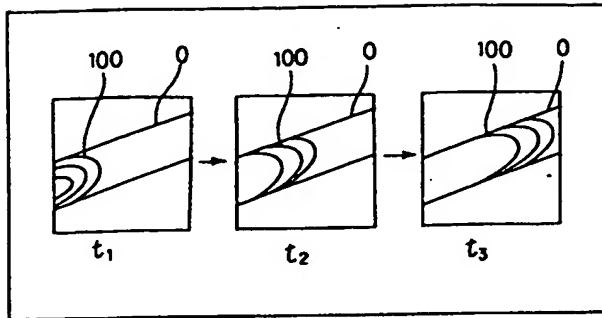
第4A図



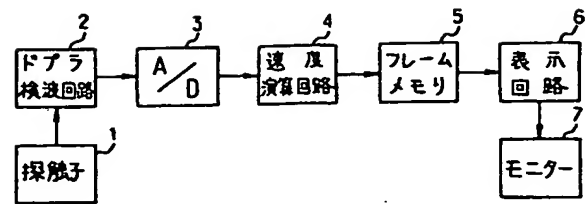
第5図



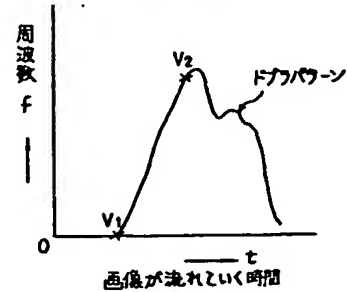
第5A図



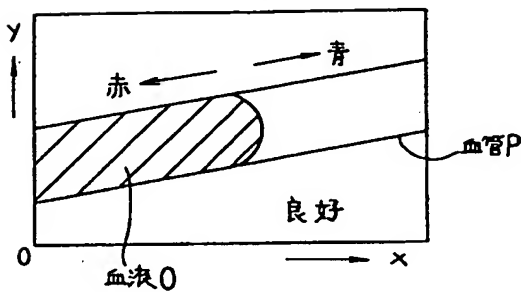
第6図



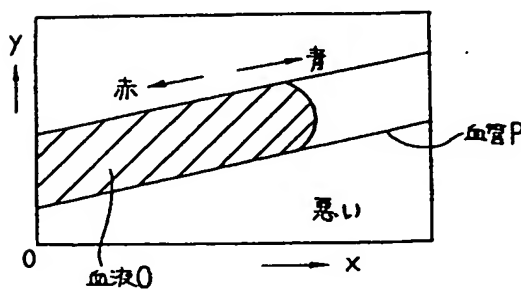
第7図



第8A図



第8B図



# 手続補正書

平成1年3月30日

特許庁長官殿

1. 事件の表示

昭和63年 特許願 第316117号

2. 発明の名称

超音波診断装置

3. 補正をする者

事件との関係 出願人

住 所 東京都千代田区内神田一丁目1番14号

名 称 株式会社日立メディコ

4. 代理人

住 所 〒116 東京都荒川区西日暮里6丁目53番3号

藤井ビル201号

電話 03-893-6221

氏 名 (8355) 井理士 秋 田 収

5. 補正命令の日付

平成1年3月13日(平成1.3.28)

6. 補正の対象

図面の第4図。

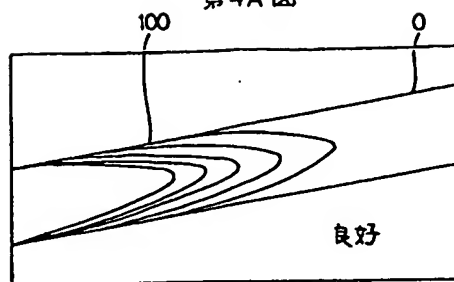
7. 補正の内容

(1) 別紙の通り 第4A図が2つあるのを、

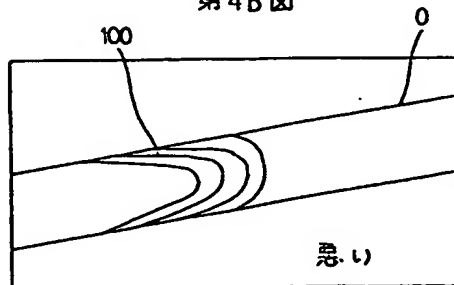
4A図と第4B図に補正する。



第4A図



第4B図





PTO 07-1092

Japanese Kokai Patent Application  
No. Hei 2[1990]-161934

**ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE**

**Yoshiya Shimada and Satoshi Tamano**

UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE  
WASHINGTON, D.C. DECEMBER 2006  
TRANSLATED BY THE MCELROY TRANSLATION COMPANY

JAPANESE PATENT OFFICE  
PATENT JOURNAL (A)  
KOKAI PATENT APPLICATION NO. HEI 2[1990]-161934

Int. Cl. <sup>5</sup> :	A 61 B 8/06
Sequence No. for Office Use:	8718-4C
Filing No.:	Sho 63[1988]-316117
Filing Date:	December 16, 1988
Publication Date:	June 21, 1990
No. of Claims:	2 (Total of 8 pages)
Examination Request:	Not filed

**ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE**

[Choonpa Shindan Sochi]

Inventors:	Yoshiya Shimada and Satoshi Tamano
------------	---------------------------------------

Applicant:	Hitachi Medical Corp.
------------	-----------------------

[Amendments: Figures 4A and 4B have been incorporated into the text of the translation.]

**Claims**

1. An ultrasonic diagnostic device characterized by comprising a probe to transmit and receive ultrasonic waves to and from a subject to be tested; Doppler detection means to detect Doppler signals from blood flow information inside said subject by scanning with the probe; velocity-computation means for receiving digital signals of the Doppler signals from the Doppler detection means and carrying out computation of blood flow velocity from the digital signals; frame memory to write blood flow velocity data obtained after single scan; acceleration computation means to compute acceleration using the data readout from the frame memory and current blood flow velocity data; control means to control the acceleration computation means; and display means to display the output of the acceleration computation means.

2. An ultrasonic diagnostic device characterized by comprising a probe to transmit and receive ultrasonic waves to and from a subject to be tested; Doppler detection means to detect Doppler signals from blood flow information inside said subject by scanning with the probe; velocity-computation means for receiving digital signals of the Doppler signals from the Doppler detection means and carrying out computation of blood flow velocity from the digital signals; multiple frame memories, each of which is for writing blood flow velocity data obtained after single scans in time series; acceleration computation means to compute acceleration from the data readout in time series from the frame memories and current blood flow velocity data; control means to control the acceleration computation means; graphic memory to store the output of the acceleration computation means; and display means to display the data stored in the graphic memory by reading out in time series.

### Detailed explanation of the invention

#### Industrial application field

The present invention pertains to an ultrasonic diagnostic device for carrying out computation and displaying of blood flow rate by using the two-dimensional color flow mapping method (CFM method). In particular, it pertains to an ultrasonic diagnostic device that can achieve XY two-dimensional display (2-D display) or XYT three-dimensional display (3-D display) of blood flow acceleration. In this case, the two-dimensional color mapping method is to enlarge a blood flow velocity at a selected specific site measured by carrying out pulse Doppler measurements to a two-dimensional cross-section and displaying the magnitude of blood flow rate at the cross-section in color.

#### Prior art

As shown in Figure 6, the prior ultrasonic diagnostic device comprised a probe 1, Doppler detection circuit 2, analog/digital (A/D) converter circuit 3 for the detected Doppler signals, moving target indicator (MTI), velocity computation circuit 4 to compute blood flow velocity (VELO), surface-configuration frame memory 5, display circuit 6 to carry out video display conversion, and monitor 7.

When the prior ultrasonic diagnostic device of this configuration is used to carry out, for example, a blood vessel pulsatility test, etc., the ultrasonic signals received from the probe 1 are frozen, a single dimensional static Doppler pattern as the one shown in Figure 7 (t is image-flow time and f is the frequency) is displayed, two points ( $v_1$  and  $v_2$ ) are determined as a measurement marker point with a computer, etc., and the acceleration between them is determined.

If the vascular pulsatility is poor, the acceleration is reduced to allow clinical diagnosis.

However, in a real diagnosis, since the prior art of utilizing the frozen image as described above was insufficient it was necessary to determine vascular pulsatility in real-time.

Therefore, as shown in Figure 8A (in the case of good vascular pulsatility) and Figure 8B (in the case of poor vascular pulsatility), the vascular pulsatility is determined in real-time by using the CFM method for displaying a two-dimensional color display (two-dimensional color flow map).

In Figures 8A and 8B, if the blood flow is in the direction of the arrow in the case of, for example, linear electron scanning, the red display shows a state of the blood O approaching inside the blood vessel P, whereas the blue display shows a state of the blood O receding.

#### Problem to be solved by the invention

In a vascular pulsatility test with the prior CFM method described above, the result was judged visually from a two-dimensional blood flow velocity color display (two-dimensional color flow map), and consequently, it was difficult to judge seriousness of disease (diagnosis).

The present invention has been carried out to solve this problem.

The objective of the present invention is to provide art enabling addition of the quantitation of blood flow acceleration to two-dimensional color flow map information or three-dimensional display information obtained with the CFM method.

The above objective, other objectives and novel characteristics of the present invention will become apparent from the description in this specification and attached drawings.

#### Means to solve the problem

To solve the problem described above, the present invention is characterized by comprising, in an ultrasonic diagnostic device, a probe to transmit and receive ultrasonic waves to and from a subject to be tested; Doppler detection means to detect Doppler signals from blood flow information inside said subject by scanning with the probe; velocity-computation means receiving digital signals of the Doppler signals from the Doppler detection means and computing blood flow velocity from the digital signals; frame memory to write blood flow velocity data obtained after single scans; acceleration computation means to compute acceleration using the data readout from the frame memory and current blood flow velocity data; control means to control the acceleration computation means; and display means to display the output of the acceleration computation means.

Furthermore, it is also characterized by having, as a latter stage after the velocity computation means described above, multiple frame memories, each of which is for writing blood flow velocity data obtained after single scans in time series; acceleration computation means to compute acceleration from the data readout in time series from the frame memories and current

blood flow velocity data; control means to control the acceleration computation means; graphic memory to store the output of the acceleration computation means; and display means to display the data stored in the graphic memory by reading out in time series.

#### Action

In the device described above, the blood flow acceleration can be quantitatively tested by installing an acceleration computation means to compute acceleration from blood flow velocity data, adding the blood flow acceleration data obtained by the acceleration computation means to two-dimensional color flow map information or three-dimensional display information obtained via the CFM method and displaying; as a result, the determination of seriousness of disease (diagnosis) becomes easy.

#### Application Example 1

The present invention is explained specifically in detail by referring to the figures as follows.

Incidentally, in all figures, those units having the same functions are coded with the same numerals, and repeated explanation is omitted.

Figure 1 is a block diagram showing an outline configuration of the ultrasonic diagnostic device of the present invention of Application Example 1.

The ultrasonic diagnostic device of Application Example 1 has, as shown in Figure 1, a probe 1, which carries out mechanical or electronic scanning to transmit or receive ultrasound to or from a test site, and it is equipped with an oscillator functioning as an ultrasound generator, while receiving reflected waves, though not shown in the figure. In the figure, the Doppler detection circuit 2 is to detect Doppler signals from blood flow information inside the test site obtained by scanning the probe 1 described above utilizing the Doppler effect. The Doppler signals output from the Doppler detection circuit 2 are input to the A/D converter circuit 3 to convert to digital signals.

In the velocity computation circuit 4, the digital signals output from the A/D converter circuit 3 are input to compute blood flow velocity.

The blood flow velocity data obtained are input into the frame memory 5 and acceleration computation circuit 8. The blood flow velocity data read out from the frame memory 5 are input into the acceleration computation circuit 8.

The microcomputer (MPU) 10 is to control the acceleration computation circuit 8, and the time difference T between the previous frame and current frame is output to the acceleration computation circuit 8. The acceleration data obtained in the acceleration computation circuit 8 are input into the display circuit 6 and displayed in color with suitable hue in the monitor 7.

The acceleration computation circuit 8 houses a latch circuit 8A as shown in Figure 2 (enlarged drawing of the acceleration computation circuit 8 of Figure 1).

The computation of acceleration  $A_n$  in the acceleration computation circuit 8 is carried out with the following formula (1) if the blood flow velocity of the prior frame is  $V_{fn-1}$ , that of the current frame is  $V_{fn}$ , and the time difference between the previous frame blood flow velocity  $V_{fn-1}$  and the current frame  $V_{fn}$  is  $T$ .

$$A_n = \frac{V_{fn-1} - V_{fn}}{T} \dots (1)$$

Figure 3 is a time chart to explain the operation of the acceleration computation circuit 8 of Figure 2, and (a) is the data write cycle time of a frame. Within one cycle of this cycle time (a), the read/write procedures are carried out. The velocity of the previous frame  $V_{fn-1}$  is read with timing as shown in (b), the data  $Rv_0$ ,  $Rv_1$  and  $Rv_2$  are latched in the latch circuit 8A before inputting into the acceleration computation circuit 8, and the data after latching are shown by  $Dv_0$ ,  $Dv_1$ ,  $Dv_2$ , ... in (d).

The velocity data of the current frame  $V_{fn}$  are written into the frame memory 5 with a timing as shown in (c) and at the same time are input to the acceleration computation circuit 6. The respective data of the current frame velocity data  $V_{fn}$  input are shown by  $Wv_0$ ,  $Wv_1$ ,  $Wv_2$ , ...

In the acceleration computation circuit 8, the subtraction of  $Dv_0$  and  $Wv_0$  and division with  $T$  are carried out to determine the result of acceleration  $A_0$ , which is output. The subtraction of  $Dv_1$  and  $Wv_1$  and division by  $T$  are similarly carried out to similarly determine the result of acceleration  $A_1$ ,  $A_2$ ,  $A_3$ , ...

The acceleration information  $A_n$  obtained as described above are input into the display circuit 6, added to two-dimensional color flow map information obtained by the CFM method and the acceleration is displayed as a bright gray stripe pattern in the two-dimensional color flow map as shown in Figure 4A (in the case of good vascular pulsatility) and Figure 4B (in the case of poor vascular pulsatility). In this case, the greater the directionality (sharper) of the stripes of the bright gray stripe pattern, the larger the acceleration. As a result, it is possible to display the acceleration of blood flow velocity quantitatively to determine good or poor vascular pulsatility, etc., in real-time.

### Application Example 2

Figure 5 is a block diagram outlining configuration of the ultrasonic diagnostic device of Application Example 2.

The ultrasonic diagnostic device of Application Example 2 as shown in Figure 5 has the configuration of Application Example 1 described above with the frame memory increased to multiple memories. In the case of real-time (freeze OFF), the data output from the frame memories 5 are switch-selected by the multiplexer (MPX) 12, input into the acceleration computation circuit 9, and the acceleration of blood flow at a selected time phase is determined and displayed.

Furthermore, the operation of the ultrasonic diagnostic device of Application Example 2 is same as that up to the velocity computation circuit 4 of Figure 1. The velocity data from the velocity computation circuit 4 are input into the multiple frame memories 5 and acceleration computation circuit 9. In the case of real-time (freeze OFF), the data output from the frame memories 5 are switch-selected by the multiplexer (MPX) 12, input into the acceleration computation circuit 9, and then the same operation as that of Application Example 1 is carried out. The frame memories 5 are written in the order of (1) → (2) → (3) → (4) → ... m for every time T, and the select S of the multiplexer (MPX) is output correspondingly. After freezing, the data are read out repeatedly as (1) → (2) → (3) → (4) → ... m → (1) → (2) → (3) → (4) → ... m → (1) from the frame memories, and the same subsequent operation as that of Application Example 1 is carried out to determine and display the acceleration of blood flow.

After freezing, the microcomputer (MPU) 10 can select each plane of the frame memories 5 through the multiplexer (MPX) 12, and the data of an optional address of the selected plane can be readout.

Furthermore, the microcomputer (MPU) can write data into the graphic memory 11 for graphic display. The acceleration data of, for example, 8x8 matrices written into the graphic memory are output to the display circuit 6 for displaying a portion of 6T time. The display circuit 6 can display two-dimensional color flow map display of acceleration and three-dimensional display prepared with the graphics selectively or simultaneously. The video signals output from the display circuit 6 are displayed on the monitor 7.

In the case of blood flow velocity three-dimensional display, for example as shown in Figure 5A, blood flow acceleration two-dimensional color flow maps are displayed with a time series of time  $t_1, t_2, t_3, \dots$ .

Incidentally, it is also possible to allow a microcomputer to carry the functions of the A/D converter circuit 3, velocity computation circuit 4, frame memory 5, acceleration computation circuit 8 or 9, and display circuit 6.

The present invention has been specifically explained with the application examples as described above, but the present invention is not necessarily limited to the above application examples, and it is certainly possible to make various changes within the range not exceeding the scope of the present invention.

### Effect of the invention

According to the present invention as explained above, the blood flow acceleration can be quantitatively tested by installing an acceleration computation means to compute acceleration from blood flow velocity data, adding the blood flow acceleration data obtained by the acceleration computation means to two-dimensional color flow map information or three-dimensional display information obtained by the CFM method and displaying on a monitor, and as a result, the determination of seriousness of disease (diagnosis) becomes easy.

### Brief description of the drawings

Figure 1 is a block diagram outlining configuration of the ultrasonic diagnostic device of the present invention of Application Example 1.

Figure 2 is an enlarged drawing of the acceleration computation circuit of Figure 1.

Figure 3 is a time chart for explaining the operation of the acceleration computation circuit of Figure 2.

Figure 4A is a two-dimensional color flow map in the case of good vascular pulsatility.

Figure 4B is a two-dimensional color flow map in the case of poor vascular pulsatility.

Figure 5 is a block diagram showing the outline configuration of the ultrasonic diagnostic device of the present invention of Application Example 2.

Figure 5A is a drawing showing an example of blood flow acceleration three-dimensional display image.

Figure 6, Figure 7, Figure 8A and Figure 8B are explaining problems of the prior ultrasonic diagnostic device.

In the figures, 1: probe, 2: Doppler detector circuit, 3: A/D converter circuit, 4: velocity computation circuit, 5: frame memory, 6: display circuit, 7: monitor, 8 and 9: acceleration computation circuit, 10: microcomputer (MPU), 11: graphic memory, and 12: multiplexer (MPX).

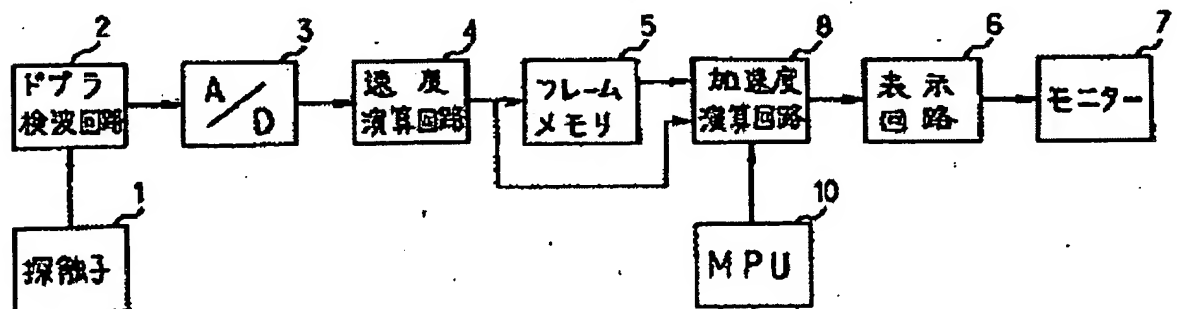


Figure 1

Key: 1 Probe



- 2 Doppler detector circuit
- 4 Velocity computation circuit
- 5 Frame memory
- 6 Display circuit
- 7 Monitor
- 8 Acceleration computation circuit

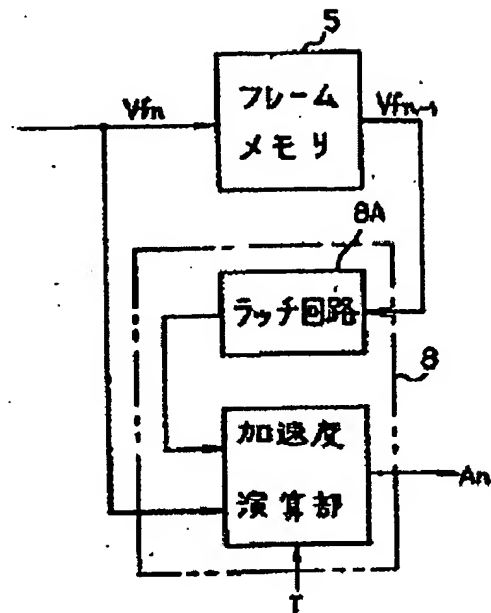


Figure 2

Key: An Acceleration computation unit  
 5 Frame memory  
 8A Latch circuit

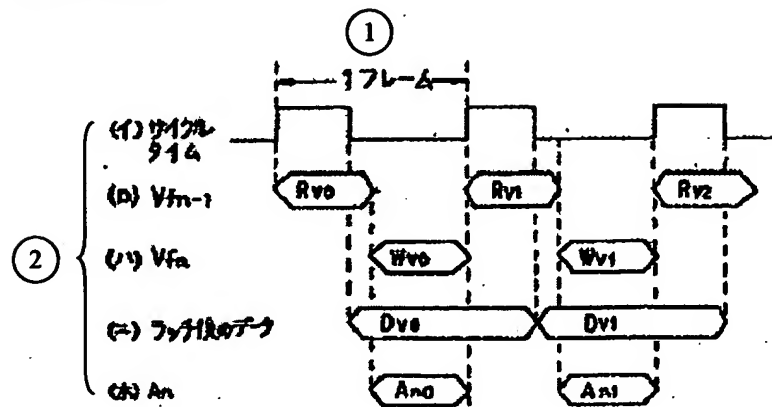


Figure 3

Key: 1 1 frame  
 2 (a) Cycle time  
 (b)  $V_{fn-1}$   
 (c)  $V_{fn}$

(d) Data after latching  
(e) An

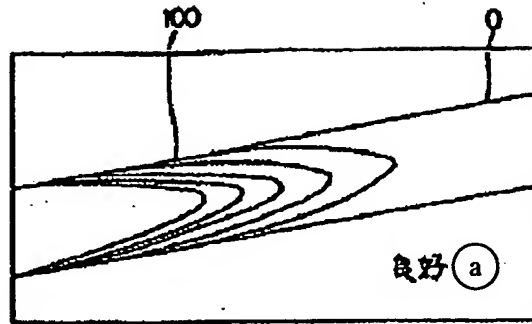


Figure 4A

Key: a Good

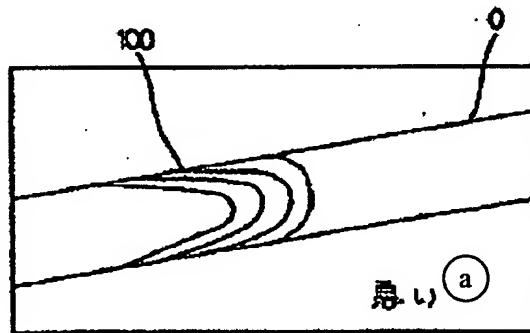


Figure 4B

Key: a Poor

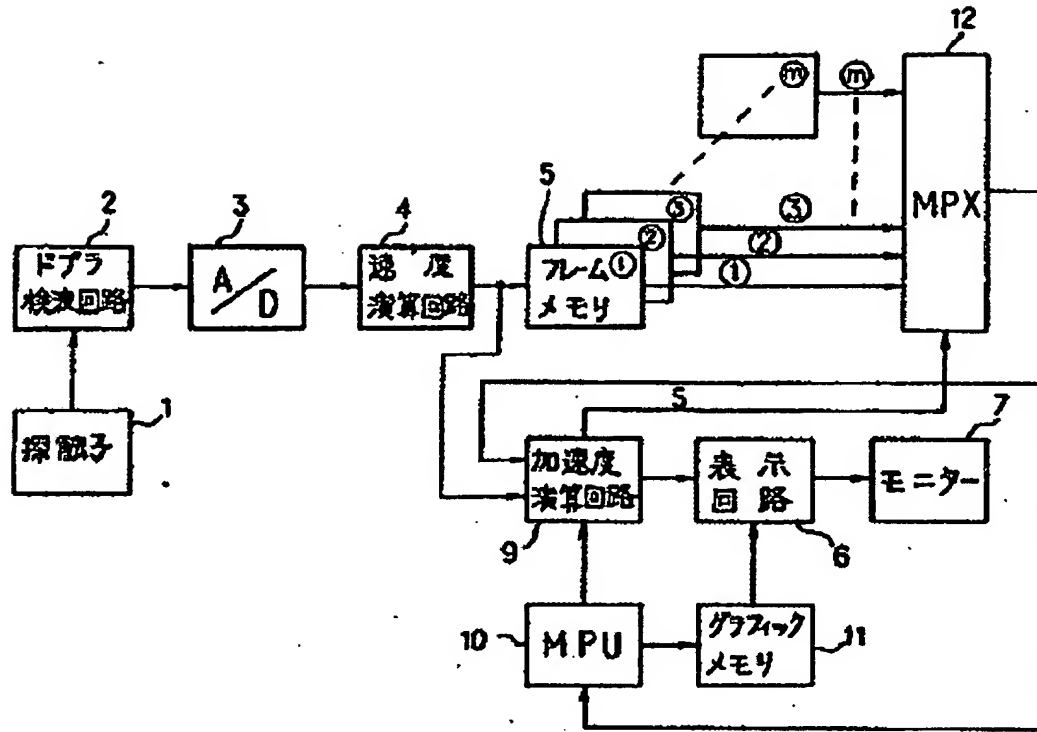


Figure 5

- Key:
- 1 Probe
  - 2 Doppler detector circuit
  - 4 Velocity computation circuit
  - 5 Frame memory
  - 6 Display circuit
  - 7 Monitor
  - 9 Acceleration computation circuit
  - 11 Graphic memory

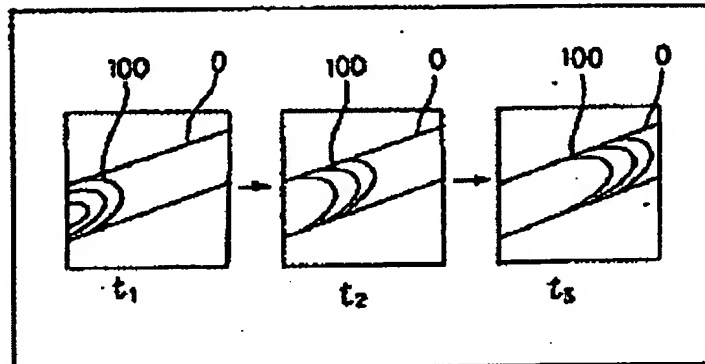


Figure 5A

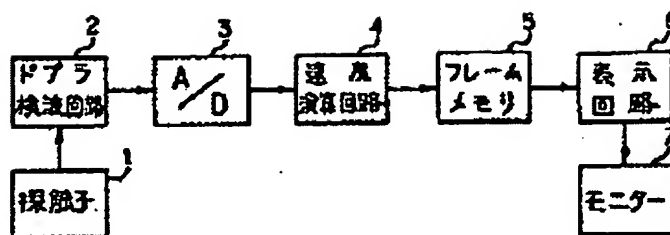


Figure 6

- Key:
- 1 Probe
  - 2 Doppler detector circuit
  - 4 Velocity computation circuit
  - 5 Frame memory
  - 6 Display circuit
  - 7 Monitor

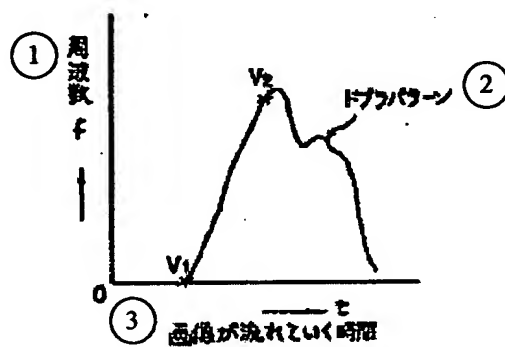


Figure 7

- Key:
- 1 Frequency
  - 2 Doppler pattern
  - 3 Image-flow time

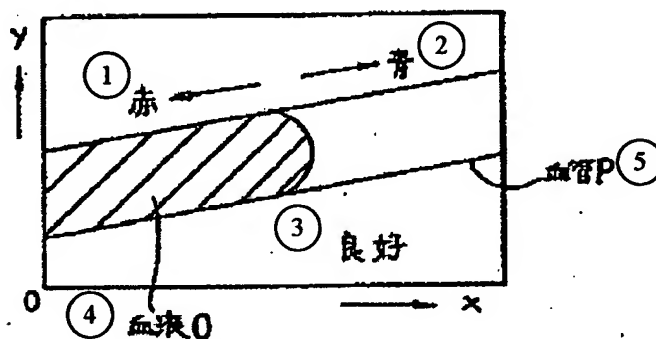


Figure 8A

- Key:
- 1 Red
  - 2 Blue

- 3 Good
- 4 Blood O
- 5 Blood vessel P

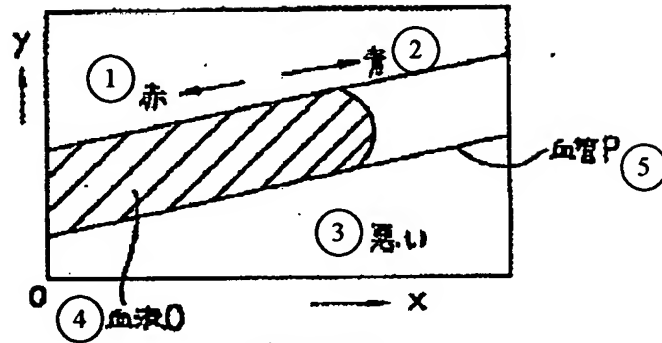


Figure 8B

- Key:
- 1 Red
  - 2 Blue
  - 3 Poor
  - 4 Blood O
  - 5 Blood vessel P